

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-246207

(43)Date of publication of application : 26.09.1995

(51)Int.Cl.

A61B 8/14

(21)Application number : 06-041192

(71)Applicant : ALOKA CO LTD

(22)Date of filing : 11.03.1994

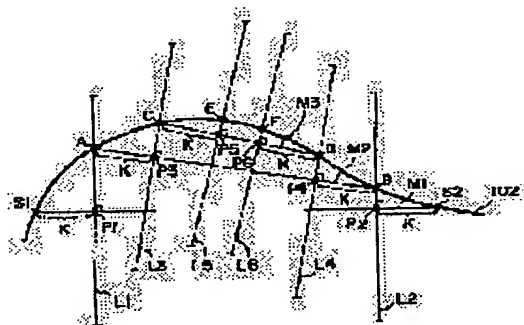
(72)Inventor : KASAHARA EIJI
MOCHIZUKI TAKESHI

(54) ULTRASONIC IMAGE PROCESSOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To suitably and speedily extract the contour line of a tissue inside an ultrasonic image.

CONSTITUTION: Plural sample points S1 and S2 are set on a border line 102 of tissues by an operator. A reference straight line M1 connecting those two sample points is set, and reference points P1 and P2 are set at positions away from both the ends of that straight line just for a fixed distance K. Retrieval straight lines L1 and L2 are perpendicular through the reference points P1 and P2 to the reference straight line M1, and the border line 102 is extracted along those retrieval straight lines L1 and L2. This processing is repeatedly executed to an interpolating block with calculated interpolating points A and B as both the ends.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 31.10.1995

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 2768627

[Date of registration] 10.04.1998

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

第2768627号

(45) 発行日 平成10年(1998) 6月25日

(24) 登録日 平成10年(1998) 4月10日

(51) Int. CL¹

識別記号

P 1

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/14

請求項の数 2 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平6-41192

(22) 出願日 平成6年(1994) 3月11日

(65) 公開番号 特開平7-246207

(43) 公開日 平成7年(1995) 9月26日

審査請求日 平成7年(1995) 10月31日

(73) 特許権者 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 佐藤 英司

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロ

カ株式会社内

(72) 発明者 望月 剛

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロ

カ株式会社内

(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

審査官 江成 克己

(56) 参考文献 特開 昭59-91947 (J P, A)

特開 昭60-105388 (J P, A)

(58) 調査した分野(Int. CL¹、DB名)

A61B 8/14

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波断層画像内の組織の境界線上に複数の標本点をユーザにより入力指定させるための手段と、

前記入力指定された標本点間又は既に求められた補間点間を補間区間として、その両端を結ぶ基準直線を求める基準直線演算手段と、

前記基準直線上でその両端から所定距離隔てられた位置に基準点を設定する基準点演算手段と、

前記基準直線に垂直でかつ前記基準点を通る検索直線を求める検索直線演算手段と、

前記超音波断層画像上において前記検索直線に沿ってエコー情報の大きさに基づいて前記境界線の検索を行って、前記補間点を求める補間点演算手段と、
を含み、

2

前記補間区間の両端を結ぶ直線距離が所定値以下になるまで補間点の設定を繰り返す行うことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、

前記検索直線上の検索範囲は、前記基準点を中心とした一定範囲であることを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、超音波画像処理装置、特に断面信濃等のために組織輪郭を抽出できる超音波画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 超音波診断装置においては、生体への超音波の送受波により超音波画像(断層画像等)が形成される。二次元断層画像内に現れた生体組織(例えば、肝

- (19)【発行国】日本国特許庁(JP)
(12)【公報種別】特許公報(B2)
5 (11)【特許番号】第2768627号
(24)【登録日】平成10年(1998)4月10日
(45)【発行日】平成10年(1998)6月25日
(54)【発明の名称】超音波画像処理装置
(51)【国際特許分類第6版】

10 A61B 8/14

【F I】

A61B 8/14

【請求項の数】2

【全頁数】7

15 (21)【出願番号】特願平6-41192

(22)【出願日】平成6年(1994)3月11日

(65)【公開番号】特開平7-246207

(43)【公開日】平成7年(1995)9月26日

【審査請求日】平成7年(1995)10月31日

20 (73)【特許権者】

【識別番号】390029791

【氏名又は名称】アロカ株式会社

【住所又は居所】東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)【発明者】

25 【氏名】笠原 英司

【住所又は居所】東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 ア
ロカ株式会社内

(72)【発明者】

【氏名】望月 剛

30 【住所又は居所】東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 ア
ロカ株式会社内

(74)【代理人】

【弁理士】

【氏名又は名称】吉田 研二 (外2名)

35 【審査官】江成 克己

(56)【参考文献】

【文献】特開 昭59-91947(JP, A)

【文献】特開 昭60-105388(JP, A)

(58)【調査した分野】(Int. Cl. 6, DB名)

40 A61B 8/14

(57)【特許請求の範囲】

- 45 【請求項1】超音波断層画像内の組織の境界線上に複数の
の標本点をユーザにより入力指定させるための手段と、
前記入力指定された標本点間又は既に求められた補間点
間を補間区間として、その両端を結ぶ基準直線を求める
基準直線演算手段と、前記基準直線上でその両端から所
50 定距離隔てられた位置に基準点を設定する基準点演算手
段と、前記基準直線に垂直でかつ前記基準点を通る検索
直線を求める検索直線演算手段と、前記超音波断層画像

上において前記検索直線に沿ってエコー情報の大きさに
基づいて前記境界線の検索を行って、前記補間点を求め
る補間点演算手段と、を含み、前記補間区間の両端を結
ぶ直線距離が所定値以下になるまで補間点の設定を繰り
返し行うことを特徴とする超音波画像処理装置。

- 【請求項2】請求項1記載の装置において、前記検索直
線上の検索範囲は、前記基準点を中心とした一定範囲で
60 あることを特徴とする超音波画像処理装置。
詳細な説明。

【発明の詳細な説明】

【0001】

- 65 【産業上の利用分野】本発明は、超音波画像処理装置、
特に断面積演算等のために組織輪郭を抽出できる超音波
画像処理装置に関する。

【0002】

- 【従来の技術】超音波診断装置においては、生体への超
70 音波の送受波により超音波画像(断層画像等)が形成さ
れる。二次元断層画像内に現れた生体組織(例えば、肝
臓)の断面積を演算する場合、従来次のような方法が用
いられていた。

- 【0003】従来の第1の方法は、人為的トレース法で
75 あり、観測者が二次元断層画像を見ながら例えばカーソ
ルを移動させて生体組織の輪郭を入力指定するものであ
る。従来の第2の方法は、自動トレース法であり、超音
波画像を処理する画像処理装置において、輝度レベルの
分散値等を利用して生体組織の輪郭を自動的な演算によ
80 り抽出するものである。なお、組織形状が楕円であると
の仮定の下に、長軸点と短軸点とを設定して断面積演算
や以下に説明する体積演算を行う方法もある。

- 【0004】組織の体積演算等のためには、三次元的に
組織表面を抽出することが必要となるが、その場合にも
85 上述の手法を基礎として表面抽出が行われている。ちな
みに、本出願人は、特願平5-152272号で三次元的
に生体組織を自動抽出できる超音波画像処理装置を提
案している。

【0005】

- 90 【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従
来の第1の方法では、特に輪郭が複雑な場合に非効率的
で観測者の負担が大き過ぎるという問題があった。また、
上記従来の第2の方法では、ノイズが多く含まれている
超音波画像に対し、すべて自動で輪郭抽出を行うと、本
95 来の輪郭を途中で見失ってしまう可能性が高くなるとい
う問題があった。

- 【0006】なお、従来の自動的な輪郭抽出処理におい
ては、輪郭の方向性を考慮せず、超音波画像の例えば横
方向又は縦方向に固定設定された座標軸に沿って逐次的
100 に抽出が行われている。

- 【0007】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされた
ものであり、その目的は、超音波画像の特有性に基づき、
入力操作と自動抽出とを複合させて、煩雑性を一定以下
に抑制しつつ精度の良い輪郭(境界)抽出が行える超音

波画像処理装置を提供することにある。

【0008】また、本発明は、補間区間内において輪郭点を抽出する際に、適切な検索経路（及び区間）を設定できる超音波画像処理装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、請求項1記載の発明は、超音波断層画像内の組織の境界線上に複数の標本点をユーザにより入力指定させるための手段と、前記入力指定された標本点間又は既に求められた補間点間を補間区間として、その両端を結ぶ基準直線を求める基準直線演算手段と、前記基準直線上でその両端から所定距離隔てられた位置に基準点を設定する基準点演算手段と、前記基準直線に垂直でかつ前記基準点を通る検索直線を求める検索直線演算手段と、前記超音波断層画像上において前記検索直線に沿ってエコー情報の大きさに基づいて前記境界線の検索を行って、前記補間点を求める補間点演算手段と、を含み、前記補間区間の両端を結ぶ直線距離が所定値以下になるまで補間点の設定を繰り返し行うことを特徴とする。

【0010】また、請求項2記載の発明は、前記検索直線上の検索範囲は、前記基準点を中心とした一定範囲であることを特徴とする。

【0011】

【作用】上記請求項1記載の構成によれば、超音波の送受波により取り込まれた超音波画像内に複数の標本点が操作者によって入力指定される。すなわち、組織の境界線上に例えばカーソル等を利用して複数の標本点が任意の間隔で設定される。そして、次の自動補間処理が実行される。まず、補間区間の両端を結ぶ基準直線が求められる。ここで、補間区間とは入力指定された標本点の間又は既に求められた補間点の間を指すものである。つまり、この基準直線は、一方の標本点から他方の標本点へ向かうベクトルを意味するものである。次に、その基準直線上に基準点が設定される。ここで、基準点は基準直線の両端から所定距離隔てられた位置に設定されるものである。そして、その基準点から基準直線に対して垂直に伸びる検索直線が求められる。その検索直線に対して境界線の検索が行われ、発見された境界位置が補間点とされる。

【0012】このような処理が補間区間の両端の直線距離が所定値以下になるまで繰り返されることになり、補間区間が小さくされながら2つの標本点間に順次補間点が設定されることになる。

【0013】ここで、本発明では、検索直線が補間区間の両端を結ぶ基準直線の垂線として設定されているため、補間区間の両端位置に応じて適切に検索直線すなわち検索範囲を設定することが可能となる。つまり、例えば補間区間がそれ全体として右下がりに傾いている場合、基準直線も右下がりとなり、それに依拠して検索直線も右側に傾いて設定されることになる。従って、求めるべき境界線に対してできるだけ直交する方向から検索を行うことができるので、効率的かつ迅速な境界点すなわち補間

点の抽出を行うことが可能となる。

【0014】また、請求項2記載の構成によれば、基準点を中心として検索直線上に検索範囲が設定され、かかる範囲において境界線の検索抽出が行われることになる。

【0015】

【実施例】以下、本発明の好適な実施例を図面に基づいて説明する。

【0016】まず、図1及び図2を用いて本発明の原理について説明する。図2には、超音波診断装置において超音波を送受波することによって取り込まれた超音波断層画像の一部が示されている。すなわち、この図2には、生体組織としての臓器の断面100が示されており、図において102は他の組織との境界線である。

【0017】本発明は、従来的人為的トレース法と自動トレース法とを複合させた手法によって、例えば臓器100の断面積を演算するものである。すなわち、本発明では、まず、臓器100の境界線（輪郭）102上に、操作者によって複数の標本点Sが設定される。つまり、自動トレース法を完全に適用するとノイズ等の影響によって抽出すべき境界線を見失ってしまう可能性があるもので、本発明では、代表値として操作者によって複数の標本点Sが入力指定される。具体的には、例えばマウスに連動したカーソルによってディスプレイ内の特定座標をクリックすることによってその入力指定を行う。なお、標本点の数は抽出すべき輪郭線の形状の複雑性に依拠して定めればよく、また形状が複雑な部分について集中的に標本点を密集させてもよい。図2に示した例においては、例えば標本点Sは5点～10点程度が望ましい。

【0018】図2に示したように標本点の入力指定が行われた後、図1に示すように標本点間の補間処理が実行される。図1において、境界線102上には隣接する2つの標本点S1、S2が図示されている。そして、その標本点S1とS2との間の曲線的な補間区間に対し、複数の補間点を境界線102上に設けるためには、次のような処理を行う。

【0019】まず、補間区間の両端であるS1とS2との間を結ぶ基準直線M1が設定される。具体的には、座標演算によりその直線の傾き及び始点・終点が演算される。そして、次にその各端から一定距離K離れた基準直線M1上にそれぞれ基準点P1及びP2が設定される。ここで、所定距離Kは補間精度によって定めればよく、このKを大きくすれば補間処理時間の短縮化を図ることができ、一方、このKを小さくすれば補間精度を向上させることができる。

【0020】このように基準点P1及びP2が設定された後、基準直線M1に垂直でかつそれぞれの基準点P1及びP2を通る検索直線L1及びL2が設定される。すなわち、この検索直線L1及びL2は基準直線M1に対して垂直な線であり、この検索直線L1及びL2に沿って境界線102の抽出処理が実行される。

【0021】すなわち、検索直線L1及びL2は、基準点P1及びP2を中心とした所定の長さを有しており、

それが検索範囲とされる。そこで、検索直線の一方端あるいは他方端から、又は中心から境界線102に沿って検索抽出を行う。具体的には従来から知られている差分法や分散法等を用いて生体組織の境界位置を特定する。

5 図1において、特定された境界位置、すなわち補間点がそれぞれA及びBで示されている。

【0022】このように2つの補間点が求まった後、この2つの補間点A及びBの間の補間区間に対して上述した補間点の補間処理が繰り返し実行される。

10 【0023】すなわち、補間区間A及びBを両端とする基準直線M2が設定され、それに対して上述同様にその両端から一定距離K隔てられた位置に基準点P3及びP4が設定される。そして、このP3及びP4を通る検索直線L3及びL4が設定された後、上述した境界線102の抽出が行われる。これにより特定された境界点、すなわち補間点が図1においてC及びDで示されている。このようなことがもう1回繰り返されて特定されたのが図1に示される補間点E及びFである。

20 【0024】このような本発明に係る補間処理によれば、補間区間の両端の座標位置関係に応じて基準直線の傾き、ひいては検索直線の傾きを設定できるので適確な範囲かつ適確な方向で境界線102の特定を行うことができる。すなわち、本発明では、補間対象となる区間の座標位置関係に基づいて検索のための座標を動的に変化させることができる。

25 【0025】次に図3を用いて、本発明に係る超音波画像処理装置の全体構成について説明する。

30 【0026】図3において、超音波診断装置10は、生体に対して超音波の送波を行い、生体内からの反射波を受波することによって断層画像などの超音波画像を形成するものである。そして、その画像信号は超音波画像処理装置12に供給されている。すなわち、画像信号は、まず、A/D変換器14においてデジタル信号に変換された後、データメモリ16に順次書き込まれる。ここで、超音波診断装置10が二次元断層画像を形成するものであれば、その二次元エコー情報がデータメモリ16に格納されることになり、一方、超音波診断装置10において三次元的なデータの取込みが行われる場合にはデータメモリ16内に三次元エコー情報が格納される。

40 【0027】バス18に接続された入力部20は、例えば複数のダイヤルで構成されるものであり、この入力部20を用いて上述した標本点Sの入力や切断面の指定が行われる。

45 【0028】演算部22は、後述するように、補間処理後の超音波画像に基づいて臓器の断面積や体積などを演算するものである。

【0029】フレームメモリ24は、画像処理後の超音波画像が一時的に格納されるものであり、そこに格納された超音波画像は読み出されてCRT26に表示される。

50 【0030】一方、バス18に接続された補間処理部28は、図1に示した補間処理を実行するものであり、図1に示したように補間点A～Fは補間点メモリ30に順

次格納される。また、最初に入力部20によって入力指定される複数の標本点Sは標本点メモリ32に格納される。

【0031】次に図4を用いてこの超音波画像処理装置の動作について説明する。

【0032】図4には、補間処理がフローチャートとして示されている。すなわち、超音波診断装置10によって超音波の送受波が行われ、データメモリ16に超音波画像が格納された後、図4に示す各工程が実行される。

【0033】S101では、入力部20を用い、操作者によって図2に示したように複数の標本点Sが入力指定される。この場合、標本点Sの数が多いほど後の断面積演算精度を向上させることができる。ただし、本実施例の補間処理によれば、たとえ少ない標本点であっても、一定の個数以上あれば極めて精度の良い演算結果を得ることができる。なお、入力された標本点Sの座標は、それぞれ標本点メモリ32に格納される。

70 【0034】S102では、補間処理部28が起動されて、最初の2つの標本点Sが読み込まれる。すなわち、図1に示したように、隣接するある2つの標本点S1、S2の座標が読み込まれることになる。そして、S103では、その2つの標本点間の距離がK以上であるか否かが判断される。ここで、その標本点間の距離がKより小さければ、S115が実行され、すべての標本点間において補間処理が終了したか否かが判断される。一方、2つの標本点間の距離がK以上であると判断された場合、更にS104においてその距離が2K以上であるか否かが判断される。そして、その結果2K以上であると判断された場合には、S105～S109の各工程が実行され、一方、K以上であるが2Kより小さいと判断された場合には、S111～S114までの各工程が実行されることになる。なお、S111～S114までの各工程は、基本的に、S105～S108の各工程とほぼ同様の処理を実行している。

80 【0035】S105では、図1に示したように2つの標本点間を両端としてそれらを結ぶ基準直線Mが算出される。具体的には、その2つの標本点の座標に基づき基準直線の傾き、始点及び終点が計算されることになる。

90 【0036】そして、S106においては、その基準直線上に2つの基準点Pが算出される。具体的には、両端から一定距離K隔てられた位置に基準点Pが設定されることになる。

95 【0037】そして、S107では、基準点Pを通りかつ基準直線Mに対して垂直な検索直線Lが算出される。すなわち、2つの検索直線Lが算出されることになる。

【0038】S108では、例えば一方端から超音波画像の画像データに基づき分散値が順次演算され、その分散値が大きくなったところで境界点すなわち補間点が特定される。なお、境界線の抽出には従来からの各種の手法が適用でき、例えば微分値を求めて境界線の抽出を行うことや、ある種のフィルタなどを用いることもできる。

【0039】以上のようにして、最初の補間区間につい

て補間点が設定された後、その新たな2つの補間点を両端とする補間区間に対して上述の各工程が繰り返して実行される。

【0040】そして、最終的にその補間区間の両端の直線距離がKより小さくなればS115が実行され、一方K以上であるが2Kより小さくなった場合には、S111からS114までの各工程が実行される。すなわち、S111では、1つの基準直線Mが算出され、次にS112では、基準直線Mのいずれか一方端から一定距離K隔てられた位置に1つの基準点Pが設定される。そして、S113では、その1つの基準点Pを通る基準直線Lが算出され、S114では、境界線の検索抽出が行われ、最終的に1つの補間点が特定される。

【0041】S115では、すべての標本点間について上述した処理が終了したか否かが判断され、終了していない場合には、1つ隣の区間に処理が移されてS102からの各工程が実行される。一方、S115ですべての区間で処理が終了されたと判断された場合、本補間処理は終了し、次の演算処理が実行される。

【0042】すなわち、図3に示したように演算部22によって、臓器の断面積が演算される。又は、このような補間処理を各断面において実行して、それらの断面間に対して例えばトライアングレーション処理などを実行することにより、臓器の体積が演算される。

【0043】以上の補間処理によれば、補間区間の座標位置関係に応じて検索のための基準座標を動的に変化させながら境界線の抽出を行えるので、適切かつ迅速な境界線の抽出すなわち補間点の設定を行うことができる。なお、標本点及び補間点は相互に直線で連結され、それに基づいて臓器の断面積や体積が演算される。

【0044】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、補間区間の全体としての傾きが基準直線で示され、その基準直線に基づいて検索直線が設定されるので、境界線の抽出を適切な方向から行って迅速にかつ精度よく境界線の抽出を行うことができるという効果がある。従って、本発明によれば、複数の標本点の入力は必要であるが、全体として従来よりも煩雑性を回避でき、かつ一定の補間精度を得ることができるという効果がある。

【0045】なお、標本点及び補間点は相互に直線で連結されてそれに基づいて臓器の断面積や体積が演算されることになる。

【図4】本発明に係る補間処理を示すフローチャートである。

【符号の説明】

102 境界線

S 標本点

M 基準直線

P 基準点

L 検索直線

A～F 補間点 (境界点)

45 図の説明

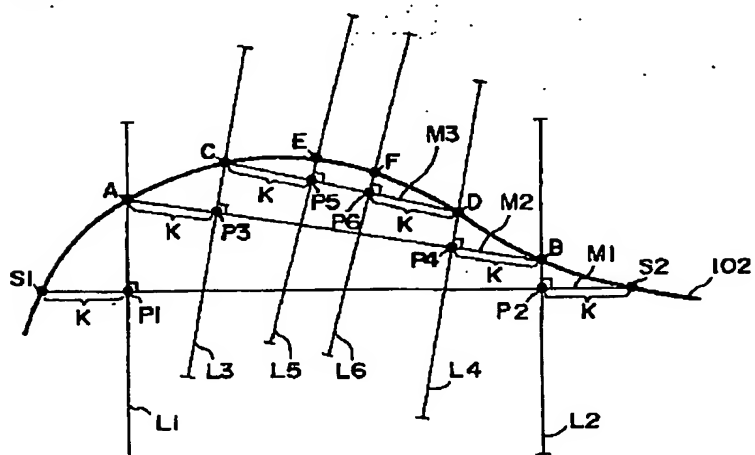
【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る標本点間の補間処理を示す説明図である。

【図2】標本点の入力指定を示す説明図である。

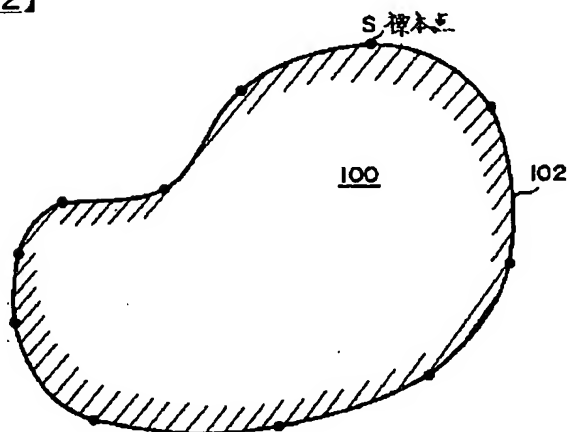
【図3】本発明に係る超音波画像処理装置の全体構成を示すブロック図である。

【図1】



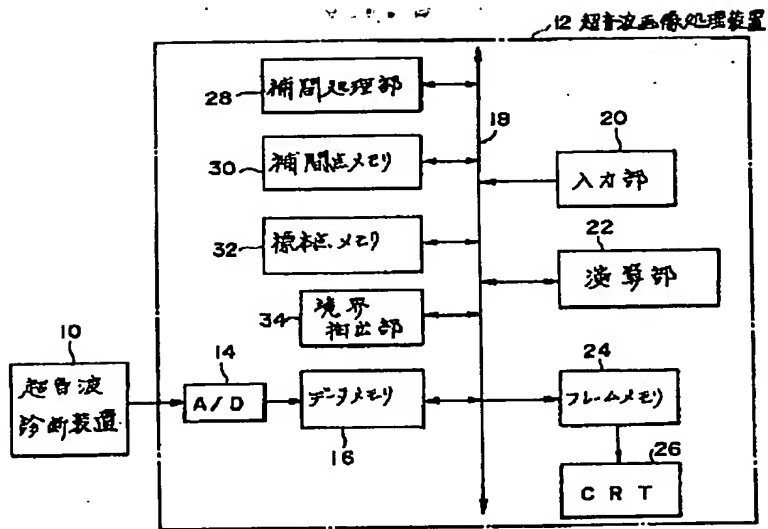
標本点間の補間

【図2】



標本点の指定

【図3】



【図4】

